

# Sistem Penentuan Posisi dan Deteksi Jatuh Pasien Berkursi Roda Menggunakan Jaringan Sensor Nirkabel

Andi Rokhman Hermawan, Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST., MT. , Arief Kurniawan, ST., MT.  
Jurusan Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS), Surabaya, Indonesia  
(Tel: +62 31 5922936; Email: {andi11}[at]mhs.ee.its.ac.id)

**Abstrak** – Jatuh pada pasien berkursi roda dapat menambah cedera yang lebih fatal dan pasien dirawat dengan waktu yang lebih lama. Paramedis seringkali terlambat menolong pasien yang jatuh tersebut. Pasien berkursi roda yang terjatuh kesulitan memberikan informasi waktu dan tempat pada saat terjatuh. Sistem pada penelitian ini berhasil menentukan aktivitas normal pasien seperti berdiri, duduk, terlentang, tertelungkup, miring kiri dan miring kanan dengan akurasi 100%. Aktivitas jatuh sempurna yaitu jatuh kedepan dan jatuh ke belakang berhasil dideteksi masing-masing dengan akurasi 95% dan 75%. Aktivitas jatuh di deteksi dengan Algoritma deteksi jatuh *simple-threshold parameter*. Penentuan posisi pasien di luar ruangan menggunakan GPS dengan error 12,6 meter. Sedangkan error penentuan posisi di dalam ruangan dengan metode trilaterasi dari nilai kuat sinyal Wi-Fi adalah 1,4 meter. Sistem mengirimkan data jatuh pasien terjatuh dengan rata-rata waktu pengiriman 0,13 detik menggunakan RF menuju *node* kursi roda dan lama waktu notifikasi kepada paramedis sebesar 88,9 detik.

**Kata kunci:** Deteksi Jatuh, Sensor Akselerometer, Sistem Tertanam, Jaringan Sensor Nirkabel, Penentuan Posisi.

## I. PENDAHULUAN

Kondisi pasien berkursi roda yang secara fisik belum mampu berdiri normal dapat mengakibatkan pasien berisiko terjatuh. Secara umum jatuh pada 2002 menyumbang angka kematian sebesar 6% dunia [1]. Sedangkan pada 2005, jatuh mengakibatkan 56.423 orang mengalami rawat inap di rumah sakit dan 7926 orang meninggal dunia di Amerika Serikat [2].

Faktor yang menyebabkan tingginya kematian oleh jatuh ini dapat berupa gagal jantung, gangguan penglihatan tiba-tiba, efek samping obat tidur dan beberapa faktor lingkungan. Tidak adanya akses pertolongan pada korban jatuh, dan korban kesulitan menghubungi paramedis merupakan masalah yang sering ditemui [3].

Tujuan dari penelitian ini adalah membuat alat untuk mendeteksi jatuh pasien berkursi roda, menentukan posisi pasien dan memberikan notifikasi kepada paramedis. Jatuh dideteksi dengan alat yang dapat dikenakan pada pinggang pasien dengan sebuah sensor akselerometer 3 sumbu. Alat yang menentukan posisi jatuh menggunakan sebuah kursi roda dengan komunikasi frekuensi radio, GPS dan Wi-Fi. GPS untuk menentukan posisi di luar ruangan, kuat sinyal Wi-Fi menentukan posisi di dalam ruangan. Paramedis mendapatkan notifikasi lewat SMS.

## III. SISTEM DETEKSI JATUH

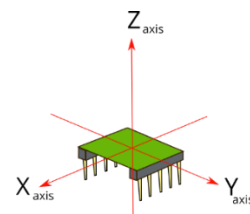
Terdapat dua metode untuk mendeteksi jatuh menggunakan Algoritma *Fall-Detection* yaitu metode *simple threshold parameter* dan pembelajaran mesin (*machine learning*). Untuk digunakan pada perangkat yang berdaya rendah dan dapat digunakan di badan pasien, metode *simple threshold parameter* lebih baik digunakan. Metode ini mudah diimplementasikan, dan tidak membutuhkan komputasi terlalu besar. Nilai *threshold* dari beberapa parameter spesifik dihitung dari data sensor seperti akselerometer 3 sumbu untuk mendeteksi jatuh.

```
1.) Start
2.) If parameter > threshold value
   then
3.) If  $\theta > \text{threshold value of } \theta$ 
   (among  $n$  samples after satisfying the
   condition in line 1)
   then
4.) return fall detection
5.) return no fall detection
6.) stop
```

Gambar 1. Algoritma Deteksi Jatuh (*Simple Threshold Parameter*)

### A. Sensor Akselerometer 3 Sumbu

Sensor akselerometer 3 sumbu adalah perangkat elektromekanis yang dapat mengukur percepatan linear maupun percepatan inersia di 3 arah yaitu x,y, dan z.



Gambar 2. Sensor Akselerometer dan Sumbunya

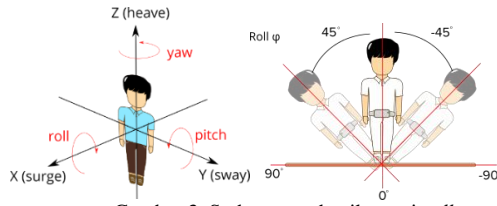
Percepatan yang diukur oleh akselerometer dapat berupa percepatan dinamis maupun statis. Percepatan dinamis adalah percepatan linear ketika akselerometer bergerak. Sedangkan percepatan statis adalah percepatan gravitasi ( $1G = 9,80665 \text{ m/s}^2$ ).

Akselerometer dapat mengukur kemiringan oleh karena itu dapat digunakan untuk mengukur nilai *pitch* dan *roll*.

### B. Pitch dan Roll

Perputaran pada tiap sumbu x-y-z dapat disebut dengan *roll*, *pitch* dan *yaw*. Tiap putaran di sumbu dapat diukur dengan satuan sudut. *Roll* merupakan sudut putar dari sumbu x terhadap

bidang datarnya. *Pitch* merupakan sudut putar dari sumbu y dan *Yaw* merupakan sudut putar dari sumbu z.



Gambar 3. Sudut putar dan ilustrasi *roll*

Untuk mencari nilai *pitch* dan *roll* dengan 3 sumbu akselerometer dapat menggunakan persamaan trigonometri berikut ini.

$$\text{Roll } (\varphi) = \tan^{-1} \left( \frac{\vec{A}_y}{\sqrt{\vec{A}_x^2 + \vec{A}_z^2}} \right)$$

$$\text{Pitch } (\theta) = \tan^{-1} \left( \frac{\vec{A}_x}{\sqrt{\vec{A}_y^2 + \vec{A}_z^2}} \right)$$

### C. Nilai Alpha

Nilai  $\alpha$  pada algoritma deteksi jatuh *simple threshold parameter* dapat digunakan sebagai *threshold* untuk menentukan postur pasien dan aktivitas jatuh pasien. Pada dasarnya nilai  $\alpha$  adalah panjang vektor (*magnitude*) dari 3 sumbu akselerometer. Penghitungannya didapat dari kuadrat penjumlahan percepatan linear pada sumbu x, y, dan z dari sensor akselerometer seperti persamaan berikut.

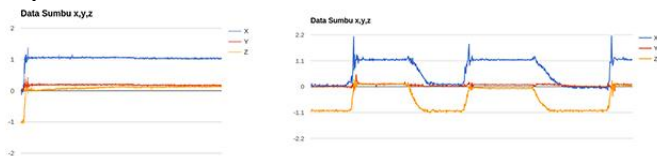
$$|\alpha| = \sqrt{\vec{A}_x^2 + \vec{A}_y^2 + \vec{A}_z^2}$$

Nilai  $\alpha$  ( $\alpha$ ) juga digunakan untuk menyederhanakan *threshold* yang digunakan agar tidak terlalu banyak parameter yang digunakan untuk mendeteksi suatu aktivitas.

### D. Deteksi Aktivitas Normal dan Deteksi Jatuh

Aktivitas yang dideteksi adalah aktivitas normal dan aktivitas jatuh sempurna. Terdapat 5 postur aktivitas normal yaitu berdiri atau duduk, terlentang, tertelungkup, miring kiri dan miring kanan. Sedangkan aktivitas terjatuh sempurna yang dimaksud adalah jatuh ke depan dan jatuh ke belakang.

Untuk mendeteksi aktivitas tersebut, digunakan kombinasi nilai *threshold* dari percepatan sumbu x, sumbu y, sumbu z, nilai  $\alpha$ , *pitch* dan *roll*.



Gambar 4. Nilai Percepatan x, y, z pada postur tertelungkup (kiri) dan jatuh ke depan (kanan)

Dengan nilai keluaran dari sensor tersebut maka dapat diambil nilai *threshold* masing-masing sesuai dengan karakteristik

postur. Pada postur tertelungkup dapat diambil nilai *threshold* seperti tabel berikut.

TABEL I  
NILAI THRESHOLD POSTUR TERTELUNGKUP

Parameter	Nilai untuk Threshold
x	$x \geq 0.5$
y	-
z	-
pitch	$\text{pitch} \geq 40$
roll	$-40 < \text{roll} \leq 40$
alpha	$\alpha \geq 0.9$

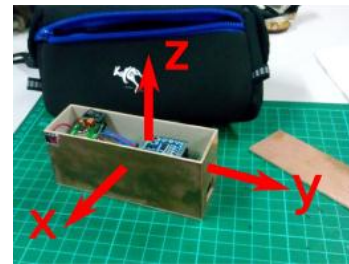
Nilai yang unik dari posisi tertelungkup adalah nilai x yang selalu positif oleh karena itu diberi ambang batas lebih dari 0,5. Pada postur tertelungkup, nilai *pitch* karena pengguna miring kedepan, maka nilai *pitch*nya positif dan diatas 45 derajat. Oleh karena itu diberi nilai ambang batas lebih dari 40.

Berbeda dengan aktivitas normal, jatuh memiliki karakter unik lain yaitu percepatan yang naik dengan tiba-tiba. Jatuh kedepan adalah perpindahan postur dari postur berdiri ke postur tertelungkup. Karakter dari jatuh tetap memiliki perbedaan daripada karakter tertelungkup. Jika dilihat dari nilai x,y,z nya terdapat percepatan x dan z yang naik tiba tiba. Sedangkan pada postur tertelungkup memiliki nilai z yang cenderung konstan.

Nilai *pitch* sama karena sudut antara tertelungkup dan jatuh sama. Namun perbedaan lagi terdapat pada nilai  $\alpha$  yang naik drastis diatas 1,2. Sedangkan pada aktivitas tertelungkup cenderung antara 0,9 hingga 1,2. Nilai-nilai unik tersebut juga dapat dijadikan *threshold* untuk menentukan aktivitas jatuh.

### E. Desain Sensor Jatuh

Perangkat untuk mendeteksi jatuh pada penelitian ini menggunakan akselerometer 3 sumbu MMA7361, mikrokontroler Arduino Nano dan modul RF 433MHz untuk mengirimkan data dari Sensor Jatuh menuju *node* kursi roda.



Gambar 5. Bentuk Sensor Jatuh pada *Waist-Bag*

Sensor jatuh digunakan pada orientasi tetap pada pinggang pasien menggunakan sebuah *waistbag*. Ukuran dari sensor ini adalah 10,3cm x 4,5cm x 3,5cm. Komunikasi antara sensor menggunakan serial dan catu daya yang digunakan adalah baterai 9volt.

## IV. SISTEM PENENTUAN POSISI

Penentuan posisi pasien jatuh dibedakan menjadi dua yaitu di dalam dan di luar ruangan. Penentuan posisi umumnya

menggunakan GPS, namun yang menjadi masalah adalah GPS tidak bisa akurat mendapatkan nilai lokasi jika digunakan di dalam ruangan. Oleh karena itu digunakan kuat sinyal Wi-Fi untuk mendapatkan posisi pasien.

#### A. Penentuan Posisi di Luar Ruangan

Penentuan posisi di luar ruangan menggunakan GPS. Data yang digunakan untuk mendapatkan nilai lokasi pasien adalah data \$GPGGA yang distandarkan NMEA (*National Marine Association*). Di dalam \$GPGGA terdapat nilai waktu universal terkoordinasi (UTC), latitude, latitude ordinal, longitude, longitude ordinal, altitude, checksum data, dan lain-lain. Untuk mendapatkan informasi posisi dapat menggunakan 4 data saja yaitu latitude, latitude ordinal, longitude, longitude ordinal.

#### B. Penentuan Posisi di Dalam Ruangan

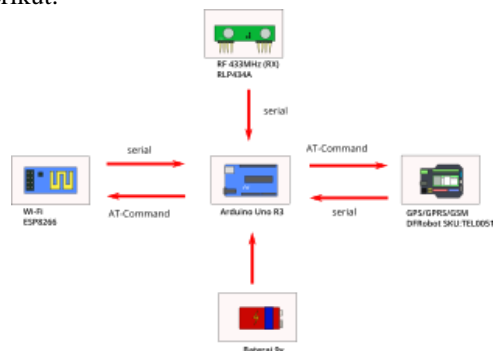
Kuat sinyal Wi-Fi dapat digunakan untuk menentukan posisi pasien terjatuh di dalam ruangan. Kuat sinyal Wi-Fi memiliki satuan dBm (*deciBell miliWatt*). Semakin dekat dengan AP (*Access Point*) maka nilai kuat sinyal mendekati nilai 0. Sedangkan jika semakin jauh maka nilainya dari -1 dBm hingga -80dBm lebih.

Jika terdapat minimal 3 AP dengan koordinat tetap maka dapat ditentukan posisi pasien menggunakan metode Trilaterasi. Untuk mendapatkan koordinat tersebut maka dapat menggunakan persamaan seperti di bawah ini.

$$(x - x_n)^2 + (y - y_n)^2 = r_n^2$$

#### C. Desain Node Kursi Roda

Node Kursi Roda bertujuan untuk menerima data pasien jatuh dari sinyal radio frekuensi 433MHz. Pada perangkat ini terdapat modul mikrokontroller Arduino Uno, modul GPS/GPRS/GSM Tel0051 v2.0 dari DFRobot, modul penerima sinyal RF RLP434A dan modul Wi-Fi ESP8266 dengan diagram blok seperti berikut.



Gambar 6. Diagram Blok pada node Kursi Roda

### IV. HASIL PENELITIAN

Untuk mendapatkan hasil penelitian detektor sensor jatuh ini, maka dilakukan beberapa pengujian.

#### A. Pengujian Postur Pasien

Pengujian ini dilakukan oleh 2 orang dan membandingkan hasil dari metode yang digunakan pada penelitian ini dengan e-

Health sensor. e-Health sensor merupakan produk perangkat keras untuk pengembang untuk aplikasi medis. Salah satunya adalah e-Health *body position sensor*.

TABEL II  
HASIL PENGUJIAN PADA PENGGUNA A

Aktivitas	Jumlah Percobaan	sensor jatuh tugas akhir	sensor e-Health
Berdiri / Duduk	10	10	10
Terlentang	10	10	8
Tertelungkup	10	10	9
Miring Kiri	10	10	10
Miring Kanan	10	10	10
Total	50	50	47

TABEL III  
HASIL PENGUJIAN PADA PENGGUNA B

Aktivitas	Jumlah Percobaan	sensor jatuh tugas akhir	sensor e-Health
Berdiri / Duduk	10	10	10
Terlentang	10	10	8
Tertelungkup	10	10	7
Miring Kiri	10	10	10
Miring Kanan	10	10	10
Total	50	50	45

#### B. Pengujian Jatuh dengan Algoritma Deteksi Jatuh (*Simple Threshold Parameter*)

Pengujian dilakukan dengan perangkat keras sensor jatuh pada tugas akhir ini oleh dua pengguna. Hasil keluaran dari pengujian ini adalah berapa persen alat berhasil menentukan aktivitas jatuh ke depan dan jatuh ke belakang.

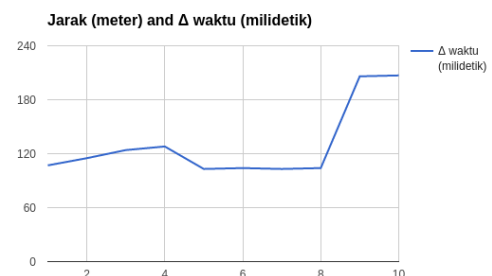
TABEL IV  
HASIL PENGUJIAN AKTIVITAS JATUH

pengguna	jumlah percobaan	Jatuh Ke Depan		Jatuh Ke Belakang	
		terdeteksi	tidak	terdeteksi	tidak
A	10	9	1	8	2
B	10	10	0	7	3
total	20	19	1	15	5

#### C. Pengujian Delay Pengiriman Informasi dengan Frekuensi Radio

Tujuan dari pengujian delay pengiriman informasi dengan frekuensi radio adalah menguji seberapa besar rentang waktu yang dibutuhkan untuk mengirim informasi jatuh dari sensor jatuh ke Node Kursi Roda.

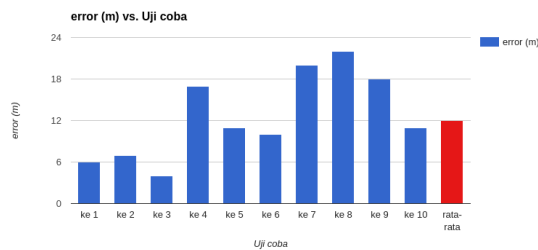
Percobaan dilakukan dengan mencoba mengirimkan pesan dari jarak 1 meter hingga 10 meter. Hasil pengujian dapat dilihat di grafik berikut.



Gambar 7. Grafik pengujian menggunakan modul RF

#### D. Pengujian Penentuan Posisi di Luar Ruangan

Tujuan dari pengujian penentuan posisi di luar ruangan adalah menguji seberapa akurat informasi lokasi dari modul GPS. Pengujian dilakukan dengan membandingkan data posisi pasien sebenarnya dengan posisi pasien dari nilai yang dikeluarkan oleh modul GPS.



Gambar 8. Grafik pengujian menggunakan GPS.

#### E. Pengujian Penentuan Posisi di Dalam Ruangan

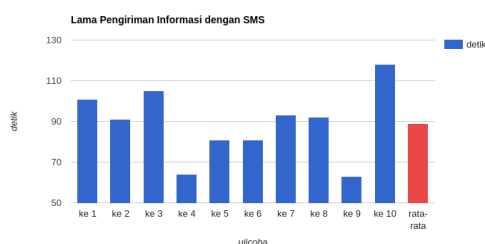
Tujuan dari pengujian penentuan posisi di dalam ruangan adalah menguji seberapa akurat informasi lokasi dari modul Wi-Fi. Pengujian dilakukan di dalam ruangan dengan luas 5 x 4 grid dimana satu gridnya adalah 1 x 1 meter. Hasil keluaran dari pengujian ini adalah nilai koordinat posisi dan berapa kesalahan dibandingkan koordinat aslinya.

TABEL VII  
HASIL PENGUJIAN KOORDINAT WI-FI

Xhasil	Yhasil	Xseb	Yseb	error (meter)
-0,136590625	1,381994	1	1	1,19906533
0,148288125	1,4186305	0	1	0,4441180739
2	2,9	2	1	1,9
2	2,9	2	2	0,9
2	3,7458825	1	2	2,011990483
0,772595	2,1093425	2	3	1,516507111
2	2,9	3	1	2,147091055
1,733304375	4,811584	1	4	1,093802494
2	4,811584	1	5	1,017595494
1,760916875	3,554616	0	2	2,348969806
TOTAL				14,57913985
RATA-RATA				1,457913985

#### F. Pengujian Pengiriman Informasi via SMS

Tujuan dari pengujian pengiriman informasi via SMS adalah menguji lama pengiriman informasi pengguna jatuh dari jatuh hingga paramedis menerima pesan. Hasil pengukuran ini adalah waktu dalam satuan detik.



Gambar 9. Grafik pengujian lama waktu pengiriman SMS.

3. Rata-rata waktu pengiriman informasi dari sensor jatuh menuju *node* kursi roda menggunakan radio frekuensi adalah 0,13 detik untuk satu pengiriman.
4. Penentuan lokasi di luar ruangan menggunakan GPS, terdapat kesalahan nilai keluaran yang bervariasi dari 4 meter hingga 22 meter. Sedangkan rata-rata error dari 10 kali pengujian adalah 12,6 meter sudah cukup baik.
5. Penentuan lokasi di dalam ruangan menggunakan kuat sinyal Wi-Fi memiliki rata-rata kesalahan hasil keluaran koordinat dalam meter adalah 1,4 meter.
6. Pengiriman notifikasi menggunakan SMS memiliki rata-rata lama pengiriman adalah 88,9 detik.

#### REFERENSI

- [1] M. Peden, K. McGee, and G. Sharma, "The injury chart book: a graphical overview of the global burden of injuries," Geneva: World Health Organization, vol. 5, 2002.
- [2] K. E. Thomas, J. A. Stevens, K. Sarmiento, and M. M. Wald, "Fall-related traumatic brain injury deaths and hospitalizations among older adults in the United States, 2005," *Journal of safety research*, vol. 39, no. 3, pp. 269–272, 2008.
- [3] "Causes elderly people to fall." <http://www.agingcare.com/Articles/Falls-in-elderly-people133953.htm>. Terakhir diakses pada tanggal 18 Mei 2015.
- [4] B.-J. Lee, S.-F. Su, and I. Rudas, "Content-independent image processing based fall detection," in *System Science and Engineering (ICSSE)*, 2011 International Conference on, pp. 654–659, IEEE, 2011.
- [5] H.-W. Tzeng, M.-Y. Chen, and M.-Y. Chen, "Design of fall detection system with floor pressure and infrared image," in *System Science and Engineering (ICSSE)*, 2010 International Conference on, pp. 131–135, IEEE, 2010.
- [6] T. Zhang, J. Wang, L. Xu, and P. Liu, "Fall detection by wearable sensor and one-class svm algorithm," in *Intelligent Computing in Signal Processing and Pattern Recognition*, pp. 858–863, Springer, 2006.

#### IV. KESIMPULAN

1. Akurasi untuk menentukan aktivitas normal pada dua pengguna dinilai sudah baik yaitu sebesar 100%.
2. Akurasi rata-rata sensor jatuh untuk menentukan aktivitas jatuh adalah 85% pada 10 kali eksperimen.